

①⑨ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑪ **DE 3923525 A1**

⑳ Aktenzeichen: P 39 23 525.4  
㉔ Anmeldetag: 15. 7. 89  
㉓ Offenlegungstag: 22. 3. 90

⑤① Int. Cl. 5:  
**H01F 23/00**  
G 01 N 23/04  
G 01 T 1/29  
// A61B 6/03

DE 3923525 A1

③⑩ Unionspriorität: ③② ③③ ③①  
18.07.88 US 220680

⑦① Anmelder:  
Elscint Ltd., Haifa, IL

⑦④ Vertreter:  
Wasmeier, A., Dipl.-Ing.; Graf, H., Dipl.-Ing.,  
Pat.-Anwälte, 8400 Regensburg

⑦② Erfinder:  
Beer, Steve, Burlington, Mass., US

⑤④ Einrichtung zur Übertragung von Leistung, inbes. für Computertomographie-Abtasteinrichtungen

Eine CT-Abtasteinrichtung weist ein statisches Trägerbauteil und ein drehbares, auf dem Trägerbauteil um eine zentrische Achse drehbares Bauteil auf. Eine stationäre Leistungseinspeisung ist dem Trägerbauteil so zugeordnet, daß Leistung in eine auf dem drehbaren Bauteil befestigte Röntgenröhre eingespeist werden kann. Eine induktive Kopplung spricht auf die Leistungseinspeisung zur Übertragung elektrischer Energie an eine andere Röntgenröhre von dem Trägerbauteil an. Die Röntgenröhre kann in Abhängigkeit von der übertragenen Leistung so betrieben werden, daß Röntgenstrahlen erzeugt werden, die durch die zentrische Achse gehen.

DE 3923525 A1

Die Erfindung bezieht sich auf Leistungsübertragungseinrichtungen, insbes. für eine Computertomographie-Abtasteinrichtung, um Leistung zwischen einem stationären Bauteil und einem drehbaren Bauteil wirksam und zuverlässig zu übertragen.

Die meisten Computertomographie-Abtasteinrichtungen, die derzeit im Einsatz sind, sind so ausgelegt, daß sie entweder als "Dreh-Dreh"-Abtasteinrichtungen (dritte Generation) oder "Nur-Dreh"-Abtasteinrichtungen (vierte Generation) arbeiten. Bei einer "Dreh-Dreh"-Abtasteinrichtung sind sowohl die Röntgenstrahlröhre als auch die Detektoranordnung auf einem gemeinsamen Bauteil befestigt, das auf einem stationären Bauteil um eine zentrische Achse drehbar ist. Bei einer "Nur-Dreh"-Abtasteinrichtung ist nur die Röntgenstrahlröhre auf einem stationären Bauteil um eine zentrische Achse drehbar, während die Detektoren auf dem stationären Bauteil so befestigt sind, daß sie coaxial und koplanar (mit einem größeren Radius als dem Röhrenradius) mit dem Pfad verlaufen, dem die Röntgenstrahlröhre folgt. In beiden Fällen ist das stationäre Bauteil mit einer zentrischen Axialöffnung versehen, die mit der Drehachse der Röntgenstrahlröhre konzentrisch verläuft. Die Öffnung besitzt eine axiale Länge, die etwas größer ist als die Höhe einer normalen Person, und hat einen Durchmesser von etwa 2 m, so daß eine liegende Person in die Abtasteinrichtung hinein und aus ihr heraus längs der zentrischen Achse bewegt werden kann. Aufgrund dieser Konfiguration nehmen die meisten Abtasteinrichtungen die Röntgenstrahlröhre auf einem drehbaren Ring auf, der auf von einem stationären Ring getragenen Lagern abgestützt ist.

Um die Röntgenstrahlröhre zu betreiben, muß elektrische Leistung zwischen 20 und 60 kW auf den drehbaren Ring übertragen werden und es muß eine Betriebsspannung in der Größenordnung von 100–150 kV an die Röhre angelegt werden. In herkömmlicher Weise wird die erforderliche Leistung auf das drehbare Bauteil, das die Röntgenstrahlröhre aufnimmt, über flexible Hochspannungskabel übertragen. In einem solchen Fall muß ein Kabelaufnahme- oder -aufwickelsystem vorgesehen sein, das mindestens eine vollständige Umdrehung der Röhre zuläßt.

Alternativ kann eine Schleifringkonstruktion verwendet werden, wobei Leistung von dem stationären Bauteil auf das drehbare Bauteil über einen Gleitkontakt übertragen wird, der eine unbegrenzte Winkeldrehung ermöglicht. Ein Schleifring kann für den Betrieb entweder bei Niederspannung (d. h. Betriebsnetzspannung) oder Hochspannung (d. h. Betriebsspannung der Röhre) verwendet werden. Wenn Schleifringe mit geringer Spannung verwendet werden, muß eine Spannungserhöhung auf dem drehbaren Bauteil vorgesehen sein, damit die gewünschte Hochspannung für den Betrieb der Röntgenstrahlröhre erzielt wird.

Obgleich die Schleifringlösung für die Leistungsübertragung üblicherweise gegenüber der Verwendung von flexiblen Hochspannungskabeln bevorzugt wird, hat eine derartige Lösung verschiedene Nachteile, nämlich hohe Kosten und eine komplizierte Herstellung aufgrund der speziellen Materialien und der mechanischen Präzision, die wegen der verwendeten hohen Leistungswerte erforderlich ist, sowie hohe Betriebskosten, weil eine dauernde Wartung und Auswechslung von sich abnützenden Bestandteilen erforderlich ist.

Aufgabe der Erfindung ist es deshalb eine verbesserte

Leistungsübertragungseinrichtung, insbes. für eine Computertomographie-Abtasteinrichtung zu schaffen, die die Nachteile herkömmlicher bekannter Schleifring-/Bürsten-Anordnungen beseitigt.

Diese Aufgabe wird gemäß der Erfindung mit den Merkmalen des Kennzeichens des Anspruchs 1 gelöst. Weitere Ausgestaltungen der Erfindung sind Gegenstand der Unteransprüche.

Die verwendeten Ringe haben sich gegenüberstehende Ringflächen, deren jede mindestens eine Ringnut enthält. Die Nut im einen Ring ist dabei mit der Nut im anderen Ring ausgerichtet; die induktive Kopplungsvorrichtung weist eine in Umfangsrichtung verlaufende stromleitende Wicklung auf, die in jeder Ringnut untergebracht ist. Zum Aufgeben eines hochfrequenten Wechselstromes an eine der Wicklungen ist eine Leistungseinspeisevorrichtung vorgesehen, wobei ein Wechselstrom in der anderen Wicklung induziert wird. Vorzugsweise legen die gegenüberliegenden Ringflächen auf dem Ring in engem Abstand versetzte, axial angeordnete Ebenen fest, die senkrecht zur zentrischen Achse liegen. Wahlweise können die gegenüberliegenden Flächen konzentrische zylindrische Flächen mit geringem Abstand sein.

Hochpermeable Ringe einer Größe, die für die Anforderungen einer CT-Abtasteinrichtung genügen, sind relativ billig und leicht herzustellen; sie stellen einen Teil einer induktiven Leistungsübertragungseinrichtung dar, die einen mechanischen Kontakt zwischen den Ringen vermeidet und dadurch die charakteristischen Eigenschaften der Abtasteinrichtung sowohl in Hinblick auf Leistung als auch auf Wartung verbessert.

Nachstehend wird die Erfindung in Verbindung mit der Zeichnung anhand von Ausführungsbeispielen erläutert. Es zeigt:

Fig. 1 einen schematischen vertikalen Schnitt durch eine CT-Abtasteinrichtung der vierten Generation zur Darstellung der induktiven Leistungsübertragungseinrichtung nach der Erfindung,

Fig. 2 eine schematische, elektrische Darstellung, die zeigt, wie die Leistung induktiv in die Einrichtung nach Fig. 1 übertragen wird,

Fig. 3 eine Modifizierung der schematischen elektrischen Schaltung nach Fig. 2,

Fig. 4 eine Detailansicht von stationären und beweglichen Ringen, die zum Zwecke des Antriebes des drehbaren Ringes relativ zum stationären Ring modifiziert sind,

Fig. 5a und 5b zwei unterschiedliche Ausführungsformen der Erfindung,

Fig. 6 eine weitere schematische Darstellung, wie sie mit vorliegender Erfindung verwendet wird, und

Fig. 7 eine weitere Ausführungsform der Erfindung.

Mit 10 ist in den Zeichnungen eine CT-Abtasteinrichtung bezeichnet. Sie weist ein statisches bzw. stationäres Gestellbauteil 12 auf, das starr auf einer Basis 14 ruht, ferner ein drehbares Bauteil 16, das auf dem Gestellbauteil drehbar um die zentrische Achse 18 befestigt ist. Rollenlager 20 sind in Umfangsrichtung auf einem inneren Laufring 22 vorgesehen, der mit dem drehbaren Bauteil verbunden ist, und stehen in Eingriff mit dem äußeren Laufring 24 auf dem stationären Bauteil. Auf diese Weise ist das drehbare Bauteil 16 frei um die Achse 18 drehbar. Der Durchmesser des Bauteiles 16 beträgt etwa 2 m; diese Konfiguration des Ringes ergibt einen Freiraum für das starre Befestigen des den Patienten aufnehmenden Tisches 26 etwa längs der Achse 18.

Fest mit dem drehbaren Bauteil 16 ist eine Röntgen-

strahlröhre 28 verbunden, die in herkömmlicher Weise so ausgelegt ist, daß sie eine fächerförmige Strahlung 30 erzeugt, deren Scheitelpunkt an der Röntgenstrahlröhre angeordnet ist, und die durch die Achse 18 geht. Der Fächerstrahl fällt auf eine stationäre, zylindrische Anordnung von Detektoren 32, deren Achse mit der Achse 18 zusammenfällt. Die Leistungseinspeisung 34, die dem stationären Bauteil 12 zugeordnet ist, ergibt die Leistung für den Betrieb der Röntgenstrahlröhre 28.

Um elektrische Leistung aus der Leistungseinspeisungsvorrichtung in die Röntgenstrahlröhre 28 zu übertragen, ist eine induktive Kopplungsvorrichtung 36 vorgesehen. Diese Vorrichtung 36 spricht auf die Leistungseinspeisung 34 zur Übertragung elektrischer Leistung von dem stationären Bauteil auf das drehbare Bauteil an. Die Röntgenstrahlröhre 28, die auf dem drehbaren Bauteil befestigt ist, wird in Abhängigkeit von der auf das drehbare Bauteil übertragenen Leistung zur Erzeugung von Röntgenstrahlen betrieben.

Die induktive Kopplungsvorrichtung 36 weist einen hochpermeablen Ring, der auf dem stationären Bauteil befestigt ist, einen hochpermeablen Ring, der auf dem drehbaren Bauteil befestigt ist, mindestens eine Wicklung auf dem Ring, der auf dem stationären Bauteil festgelegt ist, und mindestens eine Wicklung auf dem Ring, der auf dem drehbaren Bauteil befestigt ist, auf. Jede dieser Wicklungen besitzt eine Achse, die mit der zentrischen Achse 18 zusammenfällt und hat die Form eines im Azimuth gewickelten Stromleiters.

Fig. 5a zeigt eine Ausführungsform der induktiven Kopplungsvorrichtung 36. Der drehbare Ring 40, der auf dem drehbaren Bauteil 16 befestigt ist, weist eine Ringfläche 41 auf, die der Ringfläche 43 des auf dem stationären Bauteil 12 befestigten Ringes 42 zugewandt ist. Die Flächen 41 und 43 sind axial angeordnet, haben jedoch einen sehr geringen Abstand voneinander, so daß ein kleiner Luftspalt zwischen diesen beiden Flächen vorhanden ist. Diese Ringe bestehen aus hochpermeablem Material, z. B. Ferrit, und jede der Ringflächen enthält mindestens eine ringförmige Nut, deren Achse konzentrisch mit der Achse 18 verläuft. Bei dem Ausführungsbeispiel nach Fig. 5a ist die Stirnfläche 41 mit der Nut 44 und die Stirnfläche 43 mit der Nut 45, die mit der Nut 44 ausgerichtet ist, versehen. Jede dieser Nuten enthält im Azimuth gewickelte Stromleiter 46. Die Stromleiter, die in der Nut 44 gewickelt sind, bilden die Spule 47, und die in der Nut 45 gewickelten Stromleiter die Wicklung 48.

Die Leistungseinspeisung 34 legt einen hochfrequenten Wechselstrom an die Wicklung 48, die in der Nut 45 des stationären Ringes 42 angeordnet ist. Wenn die Augenblicksrichtung des Stromflusses in der Wicklung 47 die in Fig. 5a dargestellte ist (d. h. in die Zeichenebene hinein), ist die Richtung des Flusses im Ring 42 wie durch die Flußpfeile 49 in Fig. 5b angedeutet (d. h. im Uhrzeigersinn). Der relativ kleine axiale Spalt zwischen den gegenüberliegenden Stirnflächen 41 und 43 vergrößert den magnetischen Widerstand des Flußkreises nicht entscheidend, so daß der Fluß durch den drehbaren Ring 40 in der angezeigten Weise fließt. Die Flußänderung im Ring 40 bewirkt, daß ein Strom in der Wicklung 47 im drehbaren Ring induziert wird; der induzierte Strom hat dabei die angezeigte Augenblicksrichtung (d. h. aus der Zeichenebene heraus).

Fig. 6 zeigt, wie ein hochfrequenter Wechselstrom an die Wicklungen im stationären Bauteil angelegt werden kann; insbes. zeigt Fig. 6 einen stationären Inverter 50, mit dem eine Dreiphasen-Netzleitung zum Antrieb des

Transformators/Vervielfachers/Gleichrichters/Filter 52, der auf dem drehbaren Bauteil befestigt ist, mit Hilfe der induktiven Kopplung 36 geschaltet ist, die in Fig. 5a dargestellte Form haben kann.

Eine abgeänderte Ausführungsform der induktiven Kopplung nach Fig. 5a ist in Fig. 5b gezeigt, bei der ein drehbarer Ring 40A mit in radialer Richtung versetzten Nuten 44A, 44B in der Stirnfläche 41A versehen ist, und ein stationärer Ring 42A mit komplementären, in radialer Richtung versetzten Nuten 45A, 45B in der Stirnfläche 43A ausgebildet ist. Jeder der Nuten in den beiden Ringen enthält im Azimuth gewickelte Stromleiter 46A, die getrennte Wicklungen 47A, 47B im drehbaren Ring und 48A, 48B im stationären Ring festlegen. Die Augenblicksrichtung des Stromes in jeder Wicklung ist die in Fig. 5b angedeutete. In den Wicklungen des stationären Ringes 42A können Ströme, die die dargestellten Augenblickspolaritäten haben, über eine Leistungsspeisquelle aufgegeben werden. Solche Ströme induzieren Ströme mit komplementären Paritäten in den im drehbaren Ring 40A enthaltenen Wicklungen.

Eine weitere Ausführungsform der induktiven Kopplung ist in Fig. 7 gezeigt. Bei dieser Ausführungsform ist die zylindrische Stirnfläche 50 des drehbaren Ringes 51 in radialer Richtung in geringem Abstand zur entgegengesetzten zylindrischen Stirnfläche 50 des stationären Ringes 53 versetzt. Die Achsen der zylindrischen Stirnflächen 50, 52 fallen mit der Achse 18 der Abtastvorrichtung zusammen. Jede Stirnfläche enthält mindestens eine Nut, die eine Wicklung 54 in Form eines im Azimuth gewickelten Leiters enthält. Während Fig. 7 Ringe zeigt, deren jeder eine einzelne Nut enthält, kann jeder Ring aber auch zwei Nuten enthalten, wie in Fig. 5b dargestellt.

Bei einer herkömmlichen CT-Abtastvorrichtung wird die Drehung des drehbaren Bauteiles relativ zum stationären Bauteil durch verschiedene Mittel erreicht, z. B. eine direkte mechanische Kopplung zwischen dem stationären und dem drehbaren Bauteil. Die Vorrichtung 60 (Fig. 4) dient dazu, das drehbare Bauteil 40 gegenüber dem stationären Bauteil 42 zu drehen. Wie in Fig. 4 gezeigt, weist die Vorrichtung 60 eine Vielzahl von Permanentmagnetsegmenten 61 auf, die im Azimuth auf dem äußeren Umfang des drehbaren Ringes 40 befestigt sind. Die Polarität benachbarter Segmente wird vertauscht. Wenn somit der Nordpol eines bestimmten magnetischen Segmentes in unmittelbarer Nähe der Endfläche des Ringes 40 steht, sind die Segmente auf einer der Seiten des gegebenen Segmentes so angeordnet, daß ihre Südpole nahe der Stirnfläche 41 stehen.

Die Vorrichtung 60 weist ferner eine Vielzahl von individuell betätigbaren elektromagnetischen Segmenten 62 auf, die auf dem äußeren Umfang des stationären Ringes 42 befestigt sind. Jeder dieser Elektromagnete kann durch ein Motorsteuersystem 63 so erregt werden, daß die Drehung des Ringes 40 relativ zum Ring 42 durch Vertauschen der Polarität der Erregung der elektromagnetischen Segmente 62 erzielt werden kann. In ähnlicher Weise kann eine durch Vertauschen der Polarität erfolgende Erregung der elektromagnetischen Segmente verwendet werden, um ein Drehen des drehbaren Ringes zu bremsen. Wie in Fig. 4 gezeigt, sind beide Segmente 61 und 62 von den entsprechenden Ringen durch eine Schicht 64 aus Mu-Metall mit hoher magnetischer Permeabilität und niedrigem Hystereseverlust getrennt.

Fig. 2 zeigt schematisch, wie Leistung in die Röntgen-

strahlröhre 28 aus einer stationären Leistungsquelle 34 der Abtastvorrichtung eingespeist werden kann. Die Dreiphasen-Leistung wird einem AC/DC-Umwandler 70 aufgegeben, dessen Ausgang an den Inverter 71 gelegt wird. Der Ausgang dieses Inverters 71 treibt die 5 Wicklung 48 des stationären Ringes in der Konfiguration nach Fig. 4 an. Aufgrund der magnetischen Kopplung zwischen den Wicklungen 47 und 48 in den stationären und drehbaren Ringen wird Leistung an den AC/DC-Umwandler 72 übertragen, der auf dem drehbaren 10 Bauteil 16 angeordnet ist. Der Ausgang des Wandlers 72 wird der Röntgenstrahlröhre 28 aufgegeben, die Röntgenstrahlen erzeugt. Die Konfiguration der induktiven Kopplung 36 nach Fig. 2 ergibt eine Nutkonfiguration, wie sie in Fig. 5a oder in Fig. 7 dargestellt ist. 15

Fig. 3 zeigt eine schematische Anordnung, die für die induktive Kopplungsvorrichtung nach Fig. 5b geeignet ist. Die Dreiphasen-Leistung wird dem AC/DC-Umwandler 73 zugeführt, der den Eingang in zwei Ausgänge teilt, die in die Inverter 74, 75 eingespeist werden. 20 Jeder dieser Inverter bildet einen Leistungsübertragungskanal 76, 77, der Strom in die beiden Wicklungen einspeist, die dem stationären Ring 42 nach Fig. 5b zugeordnet sind. Die in den Wicklungen im drehbaren Ring 40 induzierten Ströme werden den AC/DC-Umwandlern 78, 79 zugeführt, um an den Anoden/Kathodenelektroden der Röntgenstrahlröhre 28B eine ausreichende hohe Spannung für die Röntgenstrahlung zu erzeugen. Die Anordnung nach Fig. 3 ist deshalb vorteilhaft, weil sie eine natürliche Möglichkeit darstellt, um 30 die der Röhre zugeführte Leistung in zwei Komponenten zu teilen, deren eine die Anode der Röhre und deren andere die Kathode der Röhre speist. Somit kann die Anode mit einer Leistung von +75 kV und die Kathode mit einer Leistung von -75 kV gespeist werden. 35

Um den Betrieb der Röntgenstrahlröhre 28 und anderer zugehöriger Vorrichtungen 85 zu steuern, wird üblicherweise in einem CT-Abtaster ein Hilfskanal 80 verwendet. Dabei wird die Steuerinformation, die bei 81 für den Betrieb der Röhre 28 erzeugt wird, einem Sender/Empfänger 82 aufgegeben, der an dem stationären Bauteil 40 angeordnet ist. Ein typischer Sender/Empfänger erzeugt einen Laser- oder einen Infrarotstrahl, der auf dem drehbaren Bauteil durch einen komplementären 45 Sender/Empfänger 83 aufgenommen wird. Die Information zur Steuerung der Röntgenstrahlröhre und der zugeordneten Vorrichtungen wird auf den Laser- oder IR-Strahl durch das Steuergerät 81 moduliert. Bei einer Demodulation bewirkt das Steuergerät 84 die Steuerung der Betriebsweise der Röntgenstrahlröhre und der zugeordneten Einrichtungen. 50

Ein herkömmlicher CT-Abtaster ist ferner mit verschiedenen Zubehöerteilen 85 auf dem drehbaren Bauteil versehen. Die Leistung für diese Zubehöerteile kann aus dem Umwandler 79 entnommen werden. Andererseits 55 kann ein getrennt induktiv gekoppelter Kanal zur Speisung der Zubehöreinrichtungen mit Leistung vorgesehen sein.

Die Erfindung ist auch anwendbar auf den "Dreh-Dreh"-Typ, wobei die Detektoren auf dem drehbaren Bauteil befestigt sind. In diesem Fall weisen die Zubehöreinrichtungen 85 die Detektoren und ihre zugeordnete Schaltung auf. Die von den Detektoren gemessenen Daten werden in das stationäre Bauteil über den gleichen oder einen getrennten hochbandigen Sender/Empfänger-Kanal, vorzugsweise digital, zurückübertragen. 65

# 1. Einrichtung zum Übertragen von Leistung gekennzeichnet durch

- a) ein stationäres (statisches) Bauteil (12),
- b) ein drehbares Bauteil (16), das auf dem stationären Bauteil (12) drehbar um eine zentrische Achse (18) befestigt ist,
- c) einen hochpermeablen Ring (42), der auf dem stationären Bauteil (12) befestigt ist, und einen hochpermeablen Ring (40), der auf dem drehbaren Bauteil (16) befestigt ist,
- d) Konizität der Achsen eines jeden Ringes (40, 42) mit der zentrischen Achse (18), und
- e) eine stromleitende Kopplungsvorrichtung (36), die jedem Ring (40, 42) zur Übertragung elektrischer Leistung zwischen dem stationären Bauteil (12) und dem drehbaren Bauteil (16) zugeordnet ist.

2. Einrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Ringe (40, 42) entgegengesetzte ringförmige Stirnflächen (41, 43) aufweisen, deren jede mindestens eine Ringnut (44, 45) enthält, und daß die stromleitende Kopplungsvorrichtung (36) eine in Umfangsrichtung verlaufende stromleitende Wicklung (47, 48) in jeder Ringnut sowie eine Leistungseinspeisevorrichtung (34) zum Anlegen eines HF-Wechselstromes an eine der Wicklungen (48) enthält, wobei ein Wechselstrom in der anderen Wicklung induziert wird.

3. Einrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die gegenüberliegenden Ringflächen (41, 43) Ebenen senkrecht zur zentrischen Achse (18) festlegen.

4. Einrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß zwei Ringnuten (44, 45) in jeder Ringfläche (41, 43) der Ringe (40, 42) vorgesehen sind, und daß die induktive Kopplungsvorrichtung (36) eine in Umfangsrichtung verlaufende leitende Wicklung in jeder Ringnut (44, 45) aufweist, wobei die Leistungseinspeisevorrichtung (34) so aufgebaut und angeordnet ist, daß ein HF-Wechselstrom an jede Wicklung (47, 48) in einem der Ringe (40, 42) angelegt wird, um einen Wechselstrom in der anderen Wicklung des anderen Ringes zu induzieren.

5. Einrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Richtung des Stromflusses in der einen Wicklung im einen Ring entgegengesetzt zur Richtung des Stromflusses in der anderen Wicklung im Ring ist.

6. Einrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die eine Wicklung auf dem stationären Ring angeordnet ist und daß die Einrichtung eine Hochspannungs-Auswertvorrichtung (28) aufweist, die auf dem drehbaren Bauteil (16) befestigt ist und der in der anderen Wicklung induzierte Wechselstrom aufgegeben wird.

7. Einrichtung nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine Vorrichtung (60) zum Drehen des drehbaren Bauteiles (16), mit einer Vielzahl von Permanentmagnetsegmenten (61) wechselnder Polarität, die im Azimuth auf dem drehbaren Bauteil (16) um eine mit der zentrischen Achse (18) zusammenfallende Achse befestigt ist, und mit einer Vielzahl von Elektromagneten (62), die im Azimuth auf dem stationären Bauteil (12) um eine mit der zentrischen Achse (18) zusammenfallende Achse befestigt ist,

wobei die Permanentmagnetsegmente relativ zu den Elektromagnetsegmenten so angeordnet sind, daß eine Drehung oder Bremsung des drehbaren Bauteiles relativ zum stationären Bauteil beim selektiven Aufgeben von elektrischem Strom auf die Elektromagnetsegmente erreicht wird.

8. Einrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Permanentmagnetsegmente (61) auf dem auf dem drehbaren Bauteil (16) befestigten Ring (40), und die Elektromagnetsegmente (62) auf dem auf dem stationären Bauteil (12) befestigten Ring (42) angeordnet sind.

9. Einrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Ringflächen (41, 43) zylindrische Flächen ausbilden, die mit der zentrischen Achse (18) konzentrisch ausgebildet sind.

10. Computertomographie-Abtasteinrichtung, gekennzeichnet durch

a) ein stationäres Trägerbauteil (12) mit einer zentrischen axialen Öffnung, die eine zentrische Achse (18) festlegt,

b) ein drehbares Bauteil (16), das auf dem Trägerbauteil (12) drehbar um die zentrische Achse (18) befestigt ist,

c) eine Patientenaufnahmevorrichtung (26), die innerhalb der Öffnung an der zentrischen Achse (18) angeordnet ist,

d) eine Eingangsleistungsquelle (34), die dem Trägerbauteil (12) zugeordnet ist,

e) eine induktive Kopplungsvorrichtung (36), die auf die Eingangsleistungsquelle zur Übertragung elektrischer Leistung von dem Trägerbauteil (12) an das drehbare Bauteil (16) anspricht,

f) eine Leistungsumwandlungsvorrichtung (72), die auf dem drehbaren Bauteil (16) befestigt ist, um die elektrische Leistung in Gleichstrom hoher Spannung für die Röntgenstrahlerzeugung umzuwandeln, und

g) eine Röntgenstrahlröhre (28), die auf dem drehbaren Bauteil (16) befestigt ist und in Abhängigkeit von der Leistung, die auf das drehbare Bauteil (16) übertragen wird, arbeitet, um Röntgenstrahlen entlang der zentrischen Achse zu erzeugen.

11. Abtasteinrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß die induktive Kopplungsvorrichtung (36) einen hochpermeablen Ring, der auf dem Trägerbauteil (12) befestigt ist, einen hochpermeablen Ring, der auf dem drehbaren Bauteil (16) befestigt ist, mindestens eine Wicklung auf dem auf dem Trägerbauteil befestigten Ring und mindestens eine Wicklung auf dem auf dem drehbaren Bauteil befestigten Ring aufweist, wobei jede der Wicklungen eine Achse hat, die mit der zentrischen Achse (18) zusammenfällt und die Form eines im Azimuth gewickelten Stromleiters hat.

12. Abtasteinrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Ringe entgegengesetzt angeordnete, ringförmige Stirnflächen aufweisen, deren jede mindestens eine Ringnut besitzt, wobei die Wicklung auf jedem Ring in der darin ausgebildeten Nut untergebracht ist.

13. Abtasteinrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß jede der Ringflächen eine Ebene senkrecht zur zentrischen Achse definiert.

14. Abtasteinrichtung nach Anspruch 12, mit einer Leistungseinspeisevorrichtung zum Aufgeben ei-

nes HF-Wechselstromes an die Wicklung des auf dem Trägerbauteil befestigten Ringes, dadurch gekennzeichnet, daß ein Wechselstrom in der Wicklung auf dem auf dem drehbaren Bauteil befestigten Ring induziert wird, und daß eine Schaltungsanordnung auf dem drehbaren Bauteil auf den Strom anspricht, der in der Wicklung des Ringes induziert wird, der auf dem drehbaren Bauteil befestigt ist, um die Röntgenstrahlröhre zu betreiben.

15. Abtasteinrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Leistungseinspeisevorrichtung einen stationären HF-Inverterabschnitt aufweist und daß die Abtastvorrichtung einen Hochspannungsabschnitt auf dem drehbaren Bauteil besitzt, um die Röntgenstrahlröhre zu betreiben, wobei die induktive Kopplungsvorrichtung so ausgelegt ist, daß sie Leistung aus dem Inverterabschnitt in den Hochspannungsabschnitt überträgt.

16. Abtasteinrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß die gegenüberliegenden Stirnflächen der Ringe jeweils ein Paar von Ringnuten enthalten, die konzentrisch um die zentrische Achse angeordnet sind, und daß eine in Umfangsrichtung verlaufende leitende Wicklung in jeder Ringnut angeordnet ist.

17. Abtasteinrichtung nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, daß die Leistungseinspeisevorrichtung so ausgelegt ist, daß sie einen HF-Wechselstrom an jede Wicklung auf den auf dem Trägerbauteil befestigten Ring aufgibt, um Wechselstrom in jeder Wicklung des auf dem drehbaren Bauteil befestigten Ringes zu induzieren.

18. Abtasteinrichtung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Richtung des Stromflusses in einer der Wicklungen auf dem auf dem Trägerbauteil befestigten Ring entgegengesetzt zur Richtung des Stromflusses in der anderen Wicklung auf diesem Ring ist.

19. Abtasteinrichtung nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß die Schaltungsanordnung einen Converter aufweist, der auf den induzierten Wechselstrom zur Erzeugung eines Hochspannungsantriebes für die Röntgenstrahlröhre anspricht.

20. Abtasteinrichtung nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß der Converter einen Transformator und einen Gleichrichter aufweist.

21. Abtasteinrichtung nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, daß der Converter einen Spannungsvervielfacher aufweist.

22. Abtasteinrichtung nach Anspruch 11, gekennzeichnet durch eine Vorrichtung zum Drehen des drehbaren Bauteiles, mit einer Vielzahl von Permanentmagnetsegmenten abwechselnder Polarität, die im Azimuth auf dem drehbaren Bauteil um eine mit der zentrischen Achse zusammenfallende Achse befestigt sind, und mit einer Vielzahl von Elektromagnetsegmenten, die im Azimuth auf dem Trägerbauteil um eine mit der zentrischen Achse zusammenfallende Achse befestigt sind, wobei die Permanentmagnetsegmente relativ zu den Elektromagnetsegmenten so angeordnet sind, daß sie eine Drehung oder Bremsung des drehbaren Bauteiles relativ zum Trägerbauteil beim selektiven Anlegen eines elektrischen Stromes an die Elektromagnetsegmente ergeben.

23. Abtasteinrichtung nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, daß die Permanentsegmente auf

dem auf dem drehbaren Bauteil befestigten Ring, und die Elektromagnetsegmente auf dem auf dem Trägerbauteil befestigten Ring angeordnet sind.

24. Abtasteinrichtung nach Anspruch 10, gekennzeichnet durch elektrisch angetriebene Zusatzeinrichtungen auf dem drehbaren Bauteil, einen Hilfskanal mit induktiver Kopplung zur Übertragung elektrischer Leistung von dem Trägerbauteil auf das drehbare Bauteil, und eine Schaltungsanordnung zum Einspeisen von Leistung in die Zusatzeinrichtungen, wobei die Leistung durch den Hilfskanal übertragen wird.

25. Abtasteinrichtung nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, daß der Hilfskanal von der induktiven Kopplungsvorrichtung getrennt ist.

26. Abtasteinrichtung nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, daß der Hilfskanal eine HF-Leistungseinspeisung mit einer Inverterstufe, die auf dem stationären Bauteil befestigt ist, und einer Ausgangsstufe, die auf dem drehbaren Bauteil befestigt ist, aufweist.

27. Abtasteinrichtung nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, daß die induktiv gekoppelte Einrichtung eine DC in AC/DC-Leistungseinspeisung an das drehbare Bauteil aufweist, daß der Eingang in die AC/DC-Leistungseinspeisung von dem Eingang in den Hochspannungsabschnitt abgenommen wird, und daß der Ausgang der AC/DC-Leistungseinspeisung die Zusatzeinrichtungen antreibt.

28. Abtasteinrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die Ringflächen zylindrische Flächen sind, die konzentrisch mit der zentralen Achse verlaufen.

---

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

---



